

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 実用新案出願公告

⑫ 実用新案公報(Y2)

平2-9771

⑤ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公告 平成2年(1990)3月12日

A 61 B 5/0408

7916-4C
7916-4C

A 61 B 5/04

3 0 0

Q
C

(全5頁)

⑮ 考案の名称 生体用誘導電極

⑯ 実 願 昭61-80851

⑰ 公 開 昭62-192707

⑱ 出 願 昭61(1986)5月28日

⑲ 昭62(1987)12月8日

⑳ 考 案 者 清水 忠 治 東京都文京区本郷2丁目35番8号 フクダ電子本郷事業所内

㉑ 考 案 者 小野寺 康 晃 東京都文京区本郷2丁目35番8号 フクダ電子本郷事業所内

㉒ 出 願 人 フクダ電子株式会社 東京都文京区本郷3丁目39番4号

㉓ 代 理 人 弁理士 鈴木 淳也

審 査 官 乾 雅 浩

㉔ 参 考 文 献 特開 昭51-124082 (JP, A) 特開 昭59-116006 (JP, A)
特開 昭53-118884 (JP, A) 特開 昭61-67703 (JP, A)
特開 昭61-39514 (JP, A) 実開 昭57-5243 (JP, U)

1

2

㉕ 実用新案登録請求の範囲

(1) 樹脂製フィルムの一方向の面には銀蒸着層を形成するとともに銀蒸着層の表面には導電性接着剤を塗布し、前記樹脂製フィルムの他方の面には発泡シートを貼着してなる略長形状の生体誘導電極であつて、この生体用誘導電極の略中央部に、短辺のひとつを折曲可能な非切込部とし他の三辺を切込部とする略平行四辺形で且つその平行四辺形の切込部の長辺が前記略長形状の生体用誘導電極の長辺に非平行に形成されてなる端子を有することを特徴とした、生体用誘導電極。

(2) 前記端子の平行四辺形の切込部の長辺は、切込端部がそれぞれ外側に曲線状に形成されたものである実用新案登録請求の範囲第1項記載の生体用誘導電極。

(3) 前記端子の平行四辺形の切込部の長辺は、切込端部がそれぞれ円形孔状に形成されたものである実用新案登録請求の範囲第1項記載の生体用誘導電極。

考案の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本考案は生体用誘導電極、詳しくは生体の皮膚面に固定して、生体内に発生する微弱電流を導出するための生体用誘導電極に関するものである。

〔従来の技術〕

周知のように生体に発生する生体電気は、心臓、脳、筋肉などの活動によつて誘起されている。

特に心臓に発生した生体電気は、生体の皮膚面に誘起された微弱電圧を外部の心電計で記録し、心臓の異常を診断している。そしてこの心電計は、入力部を生体と電氣的に結合させるために生体の皮膚の表面に生体誘導電極を密着しなければならない。

この皮膚の表面に密着される従来の電極を、第5図、第6図、第7図に従つて説明すると、第5図は生体用誘導電極1の斜視図で、この生体用誘導電極1は略円形の粘着基材16を有している。

この粘着基材16は中央部が切欠かれて開口17が形成されているドーナツ状の織布であつて、その裏面側は第7図に示されるように生体の皮膚面Mに密着するために粘着性を帯びている。

この粘着基材16の上面側に前記開口17を開

3

塞して硬質の合成樹脂で形成されている電極板嵌合部 18 が接着されている。この電極板嵌合部の表面側から磁石性のリード線結合部 19 が突設されている。

このリード線結合部 19 の下面側には、第 7 図に示されるように直接生体の皮膚面 M に接触して心臓からの微弱電圧を導出する電極板 20 が固定されている。

第 6 図に示されたものは、リード線接続体 21 の裏面図であつて、前記電極板 20 から導出された心臓からの微弱電圧をリード線 4 を介して心電計（図示せず）に導くためのものである。このリード線接続体 21 は前記生体用誘導電極 1 と略同じ大きさを有する硬質樹脂製で、内部に凹所 22 を形成しその凹所 22 に磁石性の電極結合部 23 が固定され、この電極結合部 23 にリード線 4 の一端が接続され、リード線 4 の他端は心電計（図示せず）に接続している。

以上のような構成の生体用誘導電極 1 を利用して心電図を記録するには、先ず生体の皮膚面 M にクリームを塗布して電気抵抗を減少させよう第 7 図に示されるように生体用誘導電極 1 の粘着基材 16 をその上に接着し、次いでリード線接続体 21 の磁石性の電極結合部 23 を、生体用誘導電極 1 のリード線結合部 19 に接着してリード線接続体 21 を生体用誘導電極 1 に連結して、電極板 20 から導出される心臓からの微弱電圧をリード線 4 を介して心電計（図示せず）に記録する。

〔考案が解決しようとする問題点〕

しかし、上記従来例はリード線側と電極側との双方にそれぞれ磁石を用いているため重くなり、磁石を支える構造も複雑で大きくなり、かたい感じがするため生体の皮膚面にとりつける器具としては好ましくないものであるとともに製造コストも高価になる。

本考案はこのような従来の生体用誘導電極が、重く且つ構造が複雑でかたい感じがし、製造コストも高価であるという問題点を解決することを目的とする。

〔問題点を解決するための手段〕

上記目的を達成するため本考案は次のような生体用誘導電極を提供する。すなわち本考案は、樹脂製フィルム的一方の面には銀蒸着層を形成し、その銀蒸着層の表面には導電性接着剤を塗布して

4

なり、前記樹脂製フィルムの方の面には発泡シートを貼着してなる略長形状の生体用誘導電極であつて、この生体用誘導電極の略中央部に、短辺のひとつを折曲可能な非切込部とし他の三辺を切込部とする略平行四辺形で且つその平行四辺形の切込部の長辺が前記略長形状の生体用誘導電極の長辺に非平行に形成されてなる端子を有することを特徴とした、生体用誘導電極である。

（作用）

10 本考案の生体用誘導電極の導電接着剤の塗布面を生体の皮膚面にあてると生体用誘導電極は皮膚面に接着固定されるとともに、心臓などの生体内の微弱な生体電気は皮膚面から前記導電接着剤を通じて低抵抗で銀蒸着層に流れる。

15 生体用誘導電極の中央部に形成された略平行四辺形の非切込部よりなる短辺の部分折り曲げて立ち上げると略平行四辺形の端子を形成し、はさみ易くなる。

20 これをクリップ等ではさむと、生体用誘導電極の一部である端子の銀蒸着層から前記生体電気がクリップに流れ、クリップからリード線を通じて心電計（図示せず）に流れる。

〔実施例〕

25 本考案の実施例について、以下図面にしたがつて本考案の構成が実際上どのように具体化されるかをその作用とともに説明する。

第 1 図は本考案の実施例の概要説明図で、生体の皮膚面 M に本考案の生体用誘導電極 1 が貼着され、その生体用誘導電極 1 の端子 2 をクリップ 3 ではさみ、クリップ 3 からリード線 4 で外部の心電計（図示せず）に結ばれていることを示す。

なお、5 はリード線 4 を固定するための粘着テープである。

35 第 2 図は本考案の生体用誘導電極 1 の一実施例の斜視図で、説明の便宜上一部切欠してある。

図の 1 a は生体用誘導電極 1 の本体で、ポリエステル樹脂製フィルム 6 の一方の面に銀蒸着層 7 を形成し、さらにその銀蒸着層 7 の表面に導電性接着剤 8 を塗布する。

40 この導電性接着剤 8 の塗布面は生体の皮膚面 M に前記生体用誘導電極 1 を低抵抗で接着させる面である。

また、前記樹脂製フィルム 6 の他方の面には、ブダジェン系の独立発泡シート 9 を接着剤などで

接着することによって本体 1 a が形成される。

本体 1 a は短辺と長辺を有する長形状である。本体 1 a の略中央部には、短辺のひとつを折り曲げ可能な非切込部 10 と、他の短辺の切込部 11 と、長辺の切込部 12, 13 とで形成された

菱形に近い略平行四辺形の端子 14 が設けられる。

この端子 14 の前記長辺 12, 13 は、本体 1 a の長辺と非平行に、すなわち角度 Q を以て形成されている。

これは、端子 14 をできるだけ長めに形成してクリップではさみ易くするとともに、端子 14 を

引っ張る力の方向と切込方向とを変えることによって引っ張る力を弱めることにより、長辺 12, 13 の切込端部 12 a, 13 a の損傷を防ぐ効果をねらったものである。

第 3 図は本考案の生体用誘導電極の他の実施例の斜視図であつて、前述の第 2 図と異なるところは端子 14 の基端である非切込部 10 の両端において長辺 12, 13 のそれぞれの切込部 12 a, 13 a が外側に曲線を以て形成され、端子 14 の非切込部 10 近辺の幅をひろげることによって端子 14 の強化をはかったものである。

第 4 図は本考案の生体用誘導電極のさらに他の実施例を示す斜視図で、前述の第 2 図、第 3 図と異なるところは、端子 14 の基部である非切込部 10 の両端において、前記長辺 12, 13 の切込端部 12 a, 13 a を円形孔状に形成したことである。

これによつて前記切込端部 12 a, 13 a のくさび効果が発生しなくなり、端子 14 が保護される。

〔考案の効果〕

以上述べたように、本考案は樹脂製フィルムの一方の面に銀蒸着層を形成し、その銀蒸着層の表面には導電性接着剤を塗布し、前記樹脂製フィル

ムの他方の面には発泡シートを貼着して本体を形成し、この中央部に切込部を設けて端子を形成するという単純な構造であるため、大量生産に適しコストの大幅な低減が可能である。

したがつて使い捨てが可能で、一人ひとり新しいものを使用することにより清潔を保ち、他の患者から病気が伝染するのを防止できる。

また、導電性接着剤を塗布してなるため本考案は使用の際に皮膚にクリームを塗布しなくてもよ

いから作業性に富む。

さらに、本考案は全体がフレキシブルな構造であるため生体の皮膚面によくなじみ使用し易い。

加えて、本考案は強度の面では樹脂製フィルムと発泡シートとによる二重の層で形成されることとなり、互に補強し合うため強靱性に富む。

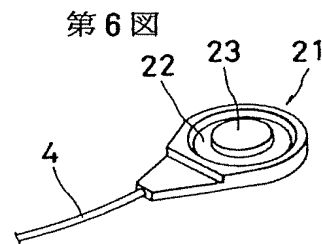
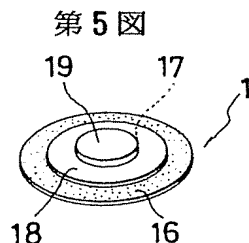
同時に、本考案は端子が本体の略中央部に設けであるため、剥がれにくく安定使用ができる。

その上、本考案は端子が本体の長辺に対して斜めに切込部を設けて形成してあるため、立上がり形状が長めに形成され、クリップではさみ易く、且つ力の加わる方向が切込部方向と異なるため引っ張る力を弱め、端子の切込部における損傷を防止する効果がある。

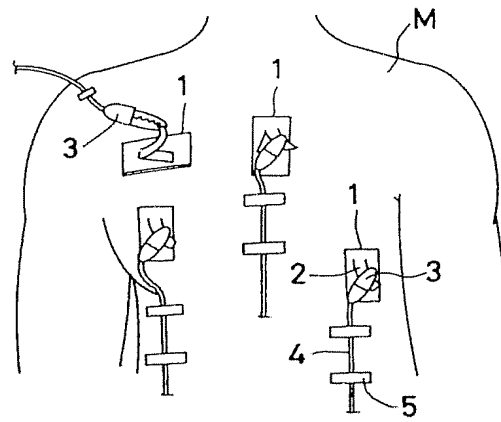
図面の簡単な説明

第 1 図は本考案の実施例の概要説明図、第 2 図は本考案の生体用誘導電極の一実施例の斜視図、第 3 図は本考案の生体用誘導電極の他の実施例の斜視図、第 4 図は、本考案の生体用誘導電極のさらに他の実施例を示す斜視図、第 5 図は従来の生体用誘導電極の斜視図、第 6 図は従来のリード線接続体の裏面図、第 7 図は従来の生体用誘導電極の使用状態を示す図である。

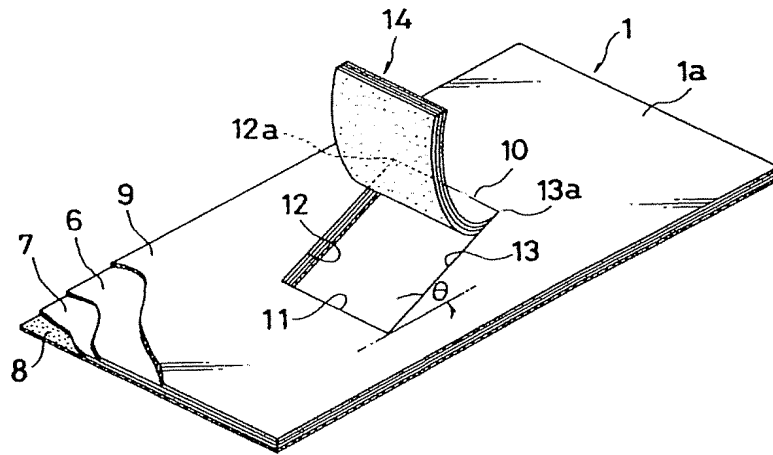
6……樹脂製フィルム、7……銀蒸着層、8……導電性接着剤、9……発泡シート、10……非切込部、11～13……切込部、14……端子。



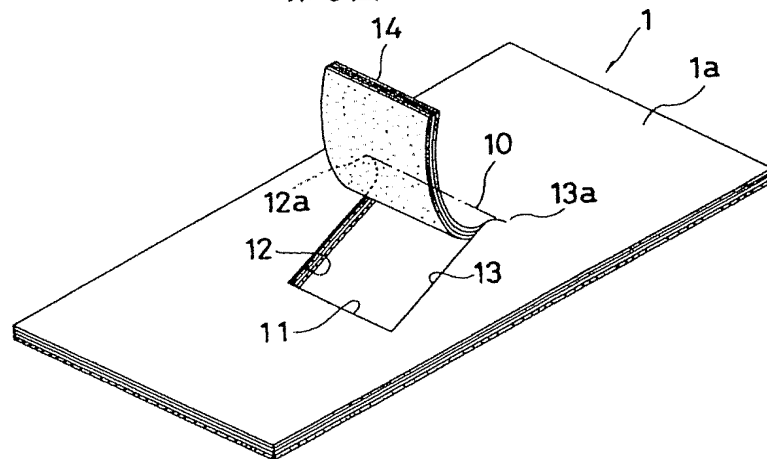
第1図



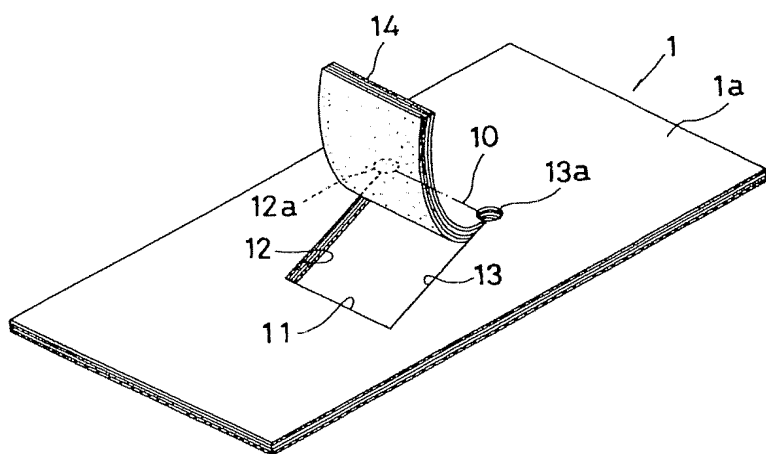
第2図



第3図



第4図



第7図

